



1 / 1 WPAT - ©The Thomson Corp.

Derwent Accession :

1980-A0308C [01]

Title :

Probe for laser surgery is tubular and placed against or inserted in tissue, with or without heated end

Derwent Class :

P31

Patent Assignee :

(EICH/) EICHLER J

Inventor :

EICHLER J; KNOF J; SALK J

Nbr of Patents :

1

Nbr of Countries :

1

Patent Number :

DE2826383 A 19791220 DW1980-01 Ger *

AP: 1978DE-2826383 19780616

Priority Number :

1978DE-2826383 19780616

Intl Patent Class :

A61B-017/36

Abstract :

DE2826383 A

The probe guides a laser beam during a surgical operation. It is tubular, being placed directly against or inserted in the tissue. There can be an end piece (40) with absorbent surface, heated by the beam and in contact with the tissue, or alternatively transparent and through which the beam passes. As a further alternative there can be a light-conductive fibre in direct contact with the tissue, a further part of the probe being preferably also in contact with the tissue simultaneously.

Update Basic :

1980-01

⑤1

Int. Cl. 2:

A 61 B 17/36

①9 **BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND**

DEUTSCHES



PATENTAMT

DE 28 26 383 A 1

①1

Offenlegungsschrift 28 26 383

②1

Aktenzeichen:

P 28 26 383.4

②2

Anmeldetag:

16. 6. 78

④3

Offenlegungstag:

20. 12. 79

③0

Unionspriorität:

②7 ③2 ③1

—

⑤4

Bezeichnung:

Sonde für die Laser-Chirurgie

⑦1

Anmelder:

Eichler, Jürgen, Prof. Dr.; Knof, Joachim, Dr.;
Salk, Jürgen, Dipl.-Phys.; 1000 Berlin

⑦2

Erfinder:

gleich Anmelder

DE 28 26 383 A 1

Patentansprüche

1. Sonde zur Führung des Laserstrahls für laser-chirurgische Anwendungen, dadurch gekennzeichnet, daß die Sonde rohrförmig ist, daß die Sonde direkt auf das Gewebe aufgesetzt oder eingestochen wird.
2. Sonde nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß ein Endstück 40 mit absorbierender Fläche vom Laserstrahl erwärmt wird, und daß dieses Endstück 40 in Kontakt mit dem zu behandelnden Gewebe steht.
3. Sonde nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Laserstrahl durch ein Endstück 41 aus einem durchsichtigen Material trifft und dann auf das Gewebe trifft, und daß dieses Endstück 41 in Kontakt mit dem zu behandelnden Gewebe steht.
4. Sonde nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß am Sondenende eine Lichtleitfaser 1 zur Führung des Laserstrahls direkten Kontakt mit dem zu behandelnden Gewebe hat und daß vorzugsweise gleichzeitig mindestens ein weiteres Teil der Sonde das Gewebe berührt.
5. Sonde nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Rohr 2 der Sonde das Gewebe berührt, und daß eine Lichtleitfaser 1 innerhalb des Rohres einen Laserstrahl 3 auf das Gewebe richtet, ohne das Gewebe zu berühren.
6. Sonde nach Anspruch 1 und 5, dadurch gekennzeichnet, daß eine durchsichtige Flüssigkeit 8 mit vorzugsweise hohem Siedepunkt den Raum zwischen der Faser und dem Gewebe ausfüllt.

Sonde für die Laser-Chirurgie

Die Erfindung betrifft eine Sonde der im Oberbegriff des Patentanspruchs 1 als bekannt vorausgesetzten Art.

In der Laser-Chirurgie wird Gewebe mit Laserstrahlung bestrahlt, und eine Reihe von insbesondere thermochemischen Reaktionen, z.B. Koagulation, Verkochung, wird medizinisch nutzbar gemacht. Um den Laserstrahl auf die gewünschte Gewebestelle zu richten, sind flexible oder starre Strahlführungssysteme erforderlich, die mit einem Endstück oder einer Sonde versehen sind. Diese Sonde, aus der der Laserstrahl austritt, wird von der Hand des Chirurgen geführt. Bisher wurde mit der Sonde das Gewebe in der Regel nicht berührt. Dabei besteht insbesondere in engen Körperhöhlen die Gefahr der Verschmutzung der optischen Austrittsfläche für den Laserstrahl durch Gewebedampf oder Sekrete. Diese Verschmutzung führt zu einer starken Auffächerung des Laserstrahls durch Lichtstreuung, und durch Absorption zu einer Erwärmung und Zerstörung der optischen Austrittsfläche, da die entstehende Wärme schlecht abgeführt wird. Weiterhin besteht bei der Erzeugung kleiner Läsionen beim berührungslosen Vorgehen die Gefahr des Wackelns. Ein weiterer Nachteil des bisherigen laser-chirurgischen Verfahrens besteht darin, daß Läsionen nur an der Gewebeoberfläche erzeugt werden können.

Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Sonde derart auszugestalten, daß entweder eine Verschmutzung der optischen Austrittsfläche für den Laserstrahl nicht auftreten kann, oder daß beim Auftreten einer Verschmutzung der Energietransport vom Laserstrahl ins Gewebe nur unwesentlich beeinflusst wird. Beim Auftreten einer Verschmutzung besteht die Aufgabe, die an der optischen Austrittsfläche für den Laserstrahl entstehende Wärme abzuführen, um eine Zerstörung zu vermeiden. Weiterhin ist die Gefahr des Wackelns zu vermeiden, und eine laser-chirurgische Anwendung in tieferen Gewebsbereichen zu ermöglichen.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch eine Sonde der eingangs genannten Art gelöst, die rohrförmig ist und das Gewebe direkt berührt oder in das Gewebe eingestochen wird.

Dadurch, daß erfindungsgemäß der Laserstrahl in der Sonde eine lichtundurchlässige Schicht bestrahlt, die direkt auf das Gewebe gedrückt wird, findet ein Transport von thermischer Energie in das Gewebe statt, wobei die optische Austrittsfläche für den Laserstrahl gegen Verschmutzung vollständig geschützt ist. In einer anderen Ausführungsform der Erfindung kann der Laserstrahl durch ein lichtdurchlässiges Medium, das die optische Austrittsfläche für den Laserstrahl darstellt und direkt das Gewebe berührt, auf das Gewebe gestrahlt werden. Selbst bei totaler Verschmutzung der optischen Austrittsfläche findet ein Transport von thermischer Energie in das Gewebe statt. Zur Behandlung tief liegender Gewebsbereiche kann die Sonde erfindungsgemäß in das Gewebe eingestochen werden, wobei der Sondendurchmesser sehr gering gehalten werden kann.

Die mit der Erfindung erzielten Vorteile liegen insbesondere darin, daß das Verschmutzungsproblem der optischen Austrittsfläche gelöst ist, daß ein Wackeln bei der manuellen Führung der Sonde verhindert wird und daß tiefere Gewebeschichten und unzugängliche Körperhöhlen behandelt werden können.

Im folgenden werden bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung anhand von Zeichnungen zur Erläuterung weiterer Merkmale beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1 eine vereinfachte Darstellung einer Sonde zum Aufsetzen auf das Gewebe gemäß einer Ausführungsform der Erfindung;

Fig. 2, weitere vereinfachte Darstellungen einer Sonde zum Aufsetzen 3 und 4 auf das Gewebe gemäß anderen Ausführungsformen der Erfindung;

Fig. 5 eine vereinfachte Darstellung einer Sonde zum Einstechen ins Gewebe gemäß einer Ausführungsform der Erfindung;

Fig. 6 die Anwendung einer Sonde gemäß Fig. 5 in einer Körperhöhle.

In Fig. 1 ist eine Sonde zum Aufsetzen auf das Gewebe gemäß der Erfindung im Längsschnitt dargestellt. Die Laserstrahlung wird in einer ummantelten Lichtleitfaser 1 im Innern eines Rohres 2 geführt. Die Laserstrahlung 3 tritt am Ende der Lichtleitfaser 1 aus

und bestrahlt das Innere des Endstückes 40, das einen hohen Absorptionskoeffizienten für die Laserstrahlung 3 hat. Das Endstück 40 besteht vorzugsweise aus einem sehr dünnen Blech, und die durch Absorption entstehende Wärme wird an der Berührungsfläche in das Gewebe 5 abgeführt. Bei genügend starker Strahlungsenergie koaguliert das Gewebe, und es bildet sich eine Koagulationszone, deren Grenze mit 6 markiert ist. Die seitliche Energieabfuhr vom Endstück 40 in das Rohr 2 wird durch dünne Wandungen klein gehalten. Weiterhin ist für das Rohr 2 ein Material mit geringem Wärmeleitkoeffizienten vorteilhaft. Bei hohen Laserleistungen kann das Rohr 2 durch eine Flüssigkeit 8 oder einen Gasstrom gekühlt werden. Die Dichtung 7 sorgt dafür, daß eine Kühlung im Bereich des Endstückes 40 nicht stattfindet. Die Temperatur am Endstück 40 kann durch ein nicht gezeichnetes Thermoelement, das in das Rohr 2 eingebracht wird, kontrolliert werden. Gegenüber anderen chirurgischen Thermosonden zeichnet sich Fig. 1 dadurch aus, daß die Wärme wesentlich präziser nur am Endstück 40 erzeugt wird. Die Form des Endstückes 40 kann analog zu den unterschiedlichsten Arten bei kryo-chirurgischen Sonden ausgebildet werden. Das Rohr 2 kann einen Durchmesser von einigen 0,1 mm bis mehrere mm haben, wobei die Größe stark von den Dimensionen des Endstückes 4 abweichen kann. Das Rohr 2 kann auch biegsam sein, so daß die Sonde in Kanäle von flexiblen Endoskopen eingeschoben werden kann.

In Fig. 2 ist eine andere Ausführungsform einer Sonde zum Aufsetzen auf das Gewebe gemäß der Erfindung dargestellt. Das Endstück 41 besteht im Gegensatz zu Fig. 1 aus durchsichtigem Material, z.B. Quarz oder Kunststoff, deren äußere Fläche die optische Austrittsfläche 9 für den Laserstrahl bildet. Die optische Austrittsfläche 9 berührt das Gewebe, wodurch die Fläche sofort verschmutzt wird. Bei geringen Strahlenergien wird das optische Verhalten des Gewebes 5 an der Fläche 9 nicht verändert, und der Laserstrahl 3 dringt trotz der Verschmutzung ähnlich wie ein freier Laserstrahl in das Gewebe ein. Bei hohen Energien verändert sich das optische Verhalten des Gewebes, wobei es beispielsweise durch Verkohlungs- braun oder schwarz werden kann. In diesem Fall wird das Endstück 41 weitgehend undurchsichtig und dem Gewebe wird wie in Fig. 1 nur

thermische Energie zugeführt. Dadurch, daß dies Endstück 41 und das anliegende Gewebe gekühlt wird, kann eine Zerstörung vermieden werden.

In Fig. 3 ist eine weitere Ausführungsform der Erfindung dargestellt. Die optische Austrittsfläche für den Laserstrahl 9 wird hier durch das Faserende gebildet, aus dem der Laserstrahl austritt, und das das Gewebe berührt. Zum Schutz vor mechanischer Beschädigung der Faser ist es vorteilhaft, das Rohr 2 in einer Ebene mit dem Faserende enden zu lassen. Das Rohr 2 kann je nach anatomischen Gegebenheiten Biegungen am Ende aufweisen. Der Biegeradius kann durch bekannte Vorrichtungen auch variabel ausgestaltet werden.

In Fig. 4 ist eine weitere Ausführungsform der Erfindung dargestellt. Das Rohr 2 wird auf das Gewebe aufgesetzt und danach mit einer lichtdurchlässigen Flüssigkeit 8 gefüllt. Das Endstück 42 wird somit aus der Flüssigkeit 8 gebildet. Die optische Austrittsfläche für den Laserstrahl 9 wird durch die Flüssigkeitsgrenze zum Gewebe 5 gebildet.

Die Lichtleitfaser in Fig. 1, 2 und 4 kann auch durch andere Führungssysteme für den Laserstrahl (z.B. Linsensystem) ersetzt werden.

In Fig. 5 ist eine Ausführungsform einer Sonde zum Einstechen in das Gewebe gemäß der Erfindung dargestellt. Das Rohr 2 ist als möglichst feine Kanüle mit einer scharfen Spitze ausgebildet. Als nicht gezeichnetes Endstück kommen alle in Fig. 1 bis 4 beschriebenen Möglichkeiten in Frage. Zum Entweichen des entstehenden Dampfes kann der freie Zwischenraum zwischen dem Rohr 2 und der Lichtleitfaser 1 dienen. Mit Hilfe dieser Sondenform ist die Erzeugung von kugelförmigen Koagulationszonen im Innern von Gewebe möglich.

In Fig. 6 ist die Anwendung der Sonde 5 zur Behandlung von Körperhöhlen (z.B. Kieferhöhle) dargestellt. Dabei ist es manchmal zweckmäßig, daß die Faser 1 in Pfeilrichtung achsial bewegt werden

kann. Im Fall von Fig. 6 ist ein direkter Gewebekontakt zwischen der nicht gezeichneten Endfläche und dem Gewebe 5 nicht immer zweckmäßig. Für eine gleichmäßige Bestrahlung der Körperhöhle kann das Ende der Faser aufgerauht oder es kann eine Streuscheibe vorhanden sein, damit eine möglichst kugelförmige Winkelverteilung der Strahlung entsteht. Weiterhin kann durch einen nicht gezeichneten Strahlablenker, z.B. ein Prisma, der Laserstrahl am Ende der Faser abgelenkt werden, so daß durch Rotation des Rohres 2 fast alle Stellen der Körperhöhle vom Laserstrahl erfaßt werden können.

2826383

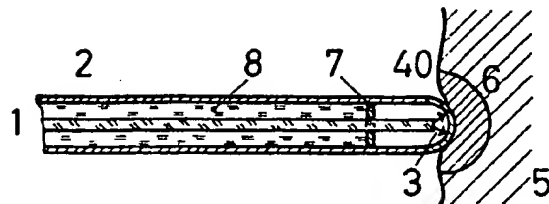


Fig. 1

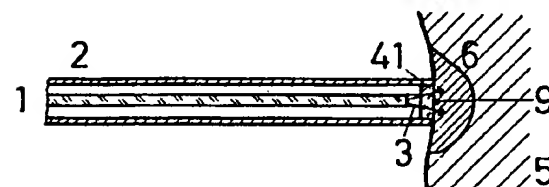


Fig. 2



Fig. 3

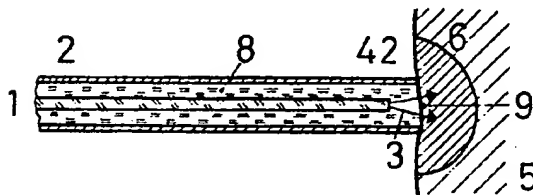


Fig. 4

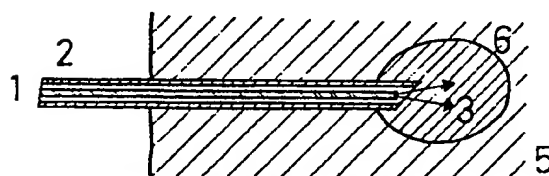


Fig. 5

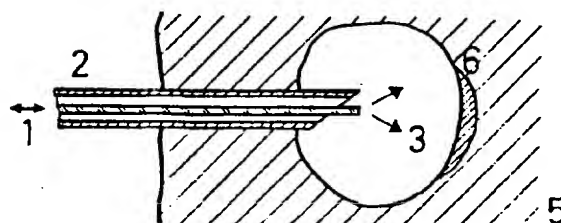


Fig. 6

909851/0403